

IMAGE PROCESSOR AND ITS METHOD**Publication Number:** 2001-144932 (JP 2001144932 A) , May 25, 2001**Inventors:**

- TSUJII OSAMU

Applicants

- CANON INC

Application Number: 11-321208 (JP 99321208) , November 11, 1999**International Class:**

- H04N-001/387
- A61B-006/00
- G06T-001/00
- H04N-001/41

Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an image processor that inserts a prescribed pattern being an electronic watermark to an X-ray image without revising its important part. **SOLUTION:** A radiation area extract section 302 extracts an X-ray radiation area of an X-ray image, analyzing by a histogram section 303 detects a void image space in its radiation field. The prescribed pattern is inserted to the detected void image space, the X-ray image to which the prescribed pattern is inserted is subject to discrete wavelet transform, a quantization section 3 quantizes the transform coefficient and an entropy coding section 4 applies entropy coding to the output of the quantization section 3.

COPYRIGHT: (C)2001,JPO

JAPIO

© 2004 Japan Patent Information Organization. All rights reserved.

Dialog® File Number 347 Accession Number 6917395

EV 498 827 987 US

BEST AVAILABLE COPY

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号
特開2001-144932
(P2001-144932A)

(43)公開日 平成13年5月25日(2001.5.25)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	マークコード(参考)
H 0 4 N	1/387	H 0 4 N	4 C 0 9 3
A 6 1 B	6/00		1/41 B 5 B 0 5 7
G 0 6 T	1/00	A 6 1 B	6/00 3 5 0 D 5 C 0 7 6
H 0 4 N	1/41	G 0 6 F	15/66 B 5 C 0 7 8

審査請求 未請求 請求項の数11 OL (全 18 頁)

(21)出願番号 特願平11-321208
(22)出願日 平成11年11月11日(1999.11.11)

(71)出願人 000001007
キヤノン株式会社
東京都大田区下丸子3丁目30番2号

(72)発明者 辻井 修
東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤ
ノン株式会社内

(74)代理人 100076428
弁理士 大塚 康徳 (外2名)

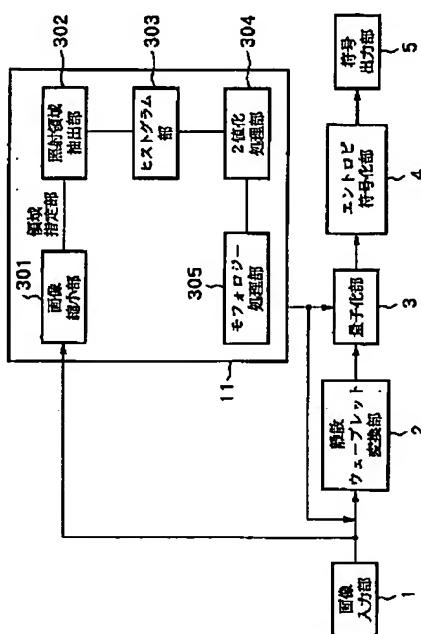
最終頁に統く

(54) 【発明の名称】 画像処理装置及びその方法

(57) 【要約】

【課題】 X線画像の重要な部分を変更することなく、電子透かしとなる所定パターンを挿入する。

【解決手段】 照射領域抽出部302により、入力したX線画像のX線照射領域を抽出し、ヒストグラム部303による解析に基づいて、その照射野における素抜け領域を検出する。その検出された素抜け領域に所定パターンを挿入し、その所定パターンが挿入されたX線画像を離散ウェーブレット変換し、その変換係数を量子化部3で量子化して、エントロピ符号化部4でエントロピ符号化する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 入力したX線画像のX線照射領域を検出する照射野検出手段と、

前記照射野検出手段により検出された照射野における素抜け領域を検出する素抜け領域検出手段と、

前記素抜け領域検出手段により検出された素抜け領域に所定パターンを挿入する挿入手段と、

前記挿入手段により前記所定パターンが挿入されたX線画像を符号化する符号化手段と、を有することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】 入力したX線画像のX線照射領域を検出する照射野検出手段と、

前記照射野検出手段により検出された照射野における素抜け領域を検出する素抜け領域検出手段と、

前記素抜け領域検出手段により前記素抜け領域が検出されない場合、前記照射野の周辺に所定パターンを挿入する挿入手段と、

前記挿入手段により前記所定パターンが挿入されたX線画像を符号化する符号化手段と、を有することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 3】 入力したX線画像のX線照射領域を検出する照射野検出手段と、

前記X線画像を離散ウェーブレット変換する変換手段と、

前記照射野検出手段により検出された照射野における素抜け領域を検出する素抜け領域検出手段と、

前記素抜け領域検出手段により前記素抜け領域が検出されない場合、前記変換手段により変換された変換係数の最高周波数成分に所定パターンを挿入する挿入手段と、

前記挿入手段により前記所定パターンが挿入された変換係数を量子化する量子化手段と、

前記量子化手段により量子化されたX線画像を符号化する符号化手段と、を有することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 4】 前記所定パターンは、前記X線画像の被撮影者に関する情報を含むことを特徴とする請求項1乃至3のいずれか1項に記載の画像処理装置。

【請求項 5】 前記素抜け領域検出手段により検出された前記素抜け領域に基づいて前記照射野から関心領域を抽出する抽出手段を更に有し、

前記符号化手段は、前記抽出手段により抽出された前記関心領域の画素値をビットシフトアップして符号化することを特徴とする請求項1乃至4のいずれか1項に記載の画像処理装置。

【請求項 6】 入力したX線画像のX線照射領域を検出する照射野検出工程と、

前記照射野検出工程で検出された照射野における素抜け領域を検出する素抜け領域検出工程と、

前記素抜け領域検出工程で検出された素抜け領域に所定パターンを挿入する挿入工程と、

前記挿入工程で前記所定パターンが挿入されたX線画像を符号化する符号化工程と、を有することを特徴とする画像処理方法。

【請求項 7】 入力したX線画像のX線照射領域を検出する照射野検出手段と、

前記照射野検出手段で検出された照射野における素抜け領域を検出する素抜け領域検出手段と、

前記素抜け領域検出手段で前記素抜け領域が検出されない場合、前記照射野の周辺に所定パターンを挿入する挿入工程と、

前記挿入工程で前記所定パターンが挿入されたX線画像を符号化する符号化工程と、を有することを特徴とする画像処理方法。

【請求項 8】 入力したX線画像のX線照射領域を検出する照射野検出工程と、

前記X線画像を離散ウェーブレット変換する変換工程と、

前記照射野検出工程で検出された照射野における素抜け領域を検出する素抜け領域検出工程と、

前記素抜け領域検出工程で前記素抜け領域が検出されない場合、前記変換工程により変換された変換係数の最高周波数成分に所定パターンを挿入する挿入工程と、

前記挿入工程で前記所定パターンが挿入された変換係数を量子化する量子化工程と、

前記量子化工程で量子化されたX線画像を符号化する符号化工程と、を有することを特徴とする画像処理方法。

【請求項 9】 前記所定パターンは、前記X線画像の被撮影者に関する情報を含むことを特徴とする請求項6乃至8のいずれか1項に記載の画像処理方法。

【請求項 10】 前記素抜け領域検出工程で検出された前記素抜け領域に基づいて前記照射野から関心領域を抽出する抽出工程を更に有し、

前記符号化工程では、前記抽出工程により抽出された前記関心領域の画素値をビットシフトアップして符号化することを特徴とする請求項6乃至9のいずれか1項に記載の画像処理方法。

【請求項 11】 請求項6乃至10のいずれか1項に記載の画像処理方法を実行するプログラムを記憶した、コンピュータにより読み取り可能な記憶媒体。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、画像信号を符号化する画像処理装置及びその方法に関するものである。

【0002】

【従来の技術】 ある種の蛍光体に放射線（X線、 α 線、 β 線、 γ 線、電子線、紫外線等）を照射すると、この放射線エネルギーの一部が蛍光体中に蓄積され、更に、この蛍光体に可視光等の励起光を照射すると、その蛍光体に蓄積されたエネルギーに応じて蛍光体が輝光発光を示すことが知られており、このような性質を示す蛍光体は

蓄積性蛍光体（輝尽性蛍光体）と呼ばれる。このような蓄積性蛍光体を利用して、人体等の被写体の放射線画像情報を一旦、蓄積性蛍光体のシートに記録し、この蓄積性蛍光体シートをレーザ光等の励起光により走査・照射して輝尽発光させる。こうして発光された光を光電的に読み取って画像信号を得、この画像信号に基づき写真感光材料等の記録材料、或はCRT等の表示装置に被写体の放射線画像を可視像として出力させる放射線画像情報の記録再生システムが本願出願人により既に提案されている（特開昭55-12429号公報、特開昭56-11395号公報など）。

【0003】また近年、半導体センサを使用して、上記の場合と同様に、その輝尽発光した光により被写体のX線画像を撮影する装置が開発されている。これらのシステムは、従来の銀塩写真を用いる放射線写真システムと比較して極めて広い放射線露出域に亘って画像を記録できるという実用的な利点を有している。即ち、非常に広いダイナミックレンジのX線を光電変換手段により読み取って電気信号に変換し、この電気信号を用いて写真感光材料等の記録材料、或はCRT等の表示装置に放射線画像を可視像として出力させることにより、放射線の露光量の変動に影響されない放射線画像を得ることができる。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】このようなX線画像は非常に多くの情報を含んでいるため、その画像情報を蓄積・伝送する際には、その情報量が膨大なものになってしまふという問題がある。このため、そのような画像情報の蓄積・伝送に際しては、画像の持つ冗長性を除去するか、或いは画質の劣化が視覚的に認識し難い程度で、その画像の内容を変更することによって画像情報の量を削減する高能率符号化が用いられる。

【0005】例えば、静止画像の国際標準符号化方式としてISOとITU-Tにより勧告されたJPEGでは、可逆圧縮に関してはDPCMが採用され、非可逆圧縮においては離散的コサイン変換（DCT）が使用されている。JPEGについての詳細は、勧告書ITU-T Recommendation T.81 | ISO/IEC 10918-1等に記載されているのでここでは省略する。

【0006】近年では離散的ウェーブレット変換（DWT変換）を使用した圧縮方法に関する研究が多く行われている。このDWT変換を使用した圧縮方法の特徴は、DCT変換で見られるブロッキング・アーティファクトが生じない点にある。

【0007】他方、X線画像を上述のようにデジタル化して電子媒体で転送したり、保存したりする場合には、その中間過程において事故、或は故意にデータが改竄される虞があり、これが誤診断や、医療訴訟での証拠能力の消滅、又は証拠湮滅につながる可能性がある。このような画像の改竄を防止するために、従来から提案されて

いる電子透かしを用いることも考えられるが、このような電子透かしは画像全体に対して透かしが入れられるものであるため、その画像を基に病気の診断等を行う場合には、肝心な領域（部分）が変更されてしまったりして、その診断に支障が発生する虞があるため、より適正な改竄防止技術が求められていた。

【0008】本発明は上記従来例に鑑みてなされたもので、X線画像に含まれる素抜け領域を検出し、その領域に電子透かしに相当する所定パターンを挿入することにより、X線画像の重要な部分を変更することなく、その画像に所定パターンを挿入することができる画像処理装置及びその方法を提供することを目的とする。

【0009】また本発明の目的は、X線画像が素抜け領域を含まない場合には、その照射野領域の周辺或は、そのX線画像を離散ウェーブレット変換した最高周波数成分に所定をパターンを挿入することにより、X線画像の重要な部分を変更することなく電子透かしとなる所定パターンを挿入できる画像処理装置及びその方法を提供することにある。

【0010】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するために本発明の画像処理装置は以下のよう構成を備える。即ち、入力したX線画像のX線照射領域を検出する照射野検出手段と、前記照射野検出手段により検出された照射野における素抜け領域を検出する素抜け領域検出手段と、前記素抜け領域検出手段により検出された素抜け領域に所定パターンを挿入する挿入手段と、前記挿入手段により前記所定パターンが挿入されたX線画像を符号化する符号化手段とを有することを特徴とする。

【0011】上記目的を達成するために本発明の画像処理装置は以下のよう構成を備える。即ち、入力したX線画像のX線照射領域を検出する照射野検出手段と、前記照射野検出手段により検出された照射野における素抜け領域を検出する素抜け領域検出手段と、前記素抜け領域検出手段により検出された素抜け領域に所定パターンを挿入する挿入手段と、前記挿入手段により前記所定パターンが挿入されたX線画像を符号化する符号化手段とを有することを特徴とする。

【0012】上記目的を達成するために本発明の画像処理装置は以下のよう構成を備える。即ち、入力したX線画像のX線照射領域を検出する照射野検出手段と、前記X線画像を離散ウェーブレット変換する変換手段と、前記照射野検出手段により検出された照射野における素抜け領域を検出する素抜け領域検出手段と、前記素抜け領域検出手段により前記素抜け領域が検出されない場合、前記変換手段により変換された変換係数の最高周波数成分に所定パターンを挿入する挿入手段と、前記挿入手段により前記所定パターンが挿入された変換係数を量子化する量子化手段と、前記量子化手段により量子化されたX線画像を符号化する符号化手段と、を有すること

を特徴とする。

【0013】上記目的を達成するために本発明の画像処理方法は以下のような工程を備える。即ち、入力したX線画像のX線照射領域を検出する照射野検出工程と、前記照射野検出工程で検出された照射野における素抜け領域を検出する素抜け領域検出工程と、前記素抜け領域検出工程で検出された素抜け領域に所定パターンを挿入する挿入工程と、前記挿入工程で前記所定パターンが挿入されたX線画像を符号化する符号化工程とを有することを特徴とする。

【0014】上記目的を達成するために本発明の画像処理方法は以下のような工程を備える。即ち、入力したX線画像のX線照射領域を検出する照射野検出工程と、前記照射野検出工程で検出された照射野における素抜け領域を検出する素抜け領域検出工程と、前記素抜け領域検出工程で前記素抜け領域が検出されない場合、前記照射野の周辺に所定パターンを挿入する挿入工程と、前記挿入工程で前記所定パターンが挿入されたX線画像を符号化する符号化工程とを有することを特徴とする。

【0015】上記目的を達成するために本発明の画像処理方法は以下のような工程を備える。即ち、入力したX線画像のX線照射領域を検出する照射野検出工程と、前記X線画像を離散ウェーブレット変換する変換工程と、前記照射野検出工程で検出された照射野における素抜け領域を検出する素抜け領域検出工程と、前記素抜け領域検出工程で前記素抜け領域が検出されない場合、前記変換工程により変換された変換係数の最高周波数成分に所定パターンを挿入する挿入工程と、前記挿入工程で前記所定パターンが挿入された変換係数を量子化する量子化工程と、前記量子化工程で量子化されたX線画像を符号化する符号化工程と、を有することを特徴とする。

【0016】

【発明の実施の形態】以下、添付図面を参照して本発明の好適な実施の形態を詳細に説明する。

【0017】本実施の形態に係る特徴は、X線画像における照射領域中から素抜け領域を検出し、その素抜け領域に視覚化し難いレベルで所定パターンを書き込むことにより、その所定パターンを画像データ改竄或は破壊を検出するための手段とする。但し、X線撮影によっては素抜け領域が存在しない場合もある。この場合は、診断に最も影響の少ないサブバンドHHに所定のパターンを小さな値で書き込むか、或は、その照射領域を大きめに選択して、その大きめに広げた部分をForegroundとし、そのForegroundに所定パターンを埋め込む。また、並行して照射領域から素抜け領域を除いた部分を関心領域とし、この関心領域に相当する画像をレベルシフトした後に符号化することにより、関心領域を優先的に、より高画質に符号化する点にある。

$$d(n) = x(2n+1) - \text{floor}((x(2n) + x(2n+2))/2) \quad (式1)$$

$$s(n) = x(2n) + \text{floor}((d(n-1) + d(n))/4) \quad (式2)$$

【0018】以下、詳しく説明する。

【0019】図1は、本発明の実施の形態に係る画像符号化装置の構成を示すブロック図である。

【0020】図1において、1は画像データを入力する画像入力部で、例えば原稿画像を読み取るスキャナ、或はデジタルカメラなどの撮像機、又は通信回線とのインターフェース機能を有するインターフェース部等を備えている。2は入力画像に対し二次元の離散ウェーブレット変換(Discrete Wavelet Transform)を実行する離散ウェーブレット変換部である。3は量子化部で、離散ウェーブレット変換部2で離散ウェーブレット変換された係数を量子化する。4はエントロピ符号化部で、量子化部3で量子化された係数をエントロピ符号化している。5は符号出力部で、エントロピ符号化部4で符号化された符号を出力する。11は、画像入力部1から入力された画像の関心領域を指定する領域指定部である。

【0021】なお、本実施の形態1に係る装置は、図1に示すような専用の装置でなく、例えば汎用のPCやワークステーションに、この機能を実現するプログラムをロードして動作させる場合にも適用できる。

【0022】以上の構成において、まず、画像入力部1により符号化対象となる画像を構成する画素信号がラストアスキャン順に入力され、その出力は離散ウェーブレット変換部2に入力される。なお、以降の説明では画像入力部1から入力される画像信号はモノクロの多値画像の場合で説明するが、カラー画像等、複数の色成分を符号化するならば、RGB各色成分、或い輝度、色度成分を上記単色成分として圧縮すればよい。

【0023】この離散ウェーブレット変換部2は、入力した画像信号に対して2次元の離散ウェーブレット変換処理を行い、変換係数を計算して出力するものである。

【0024】図2(a)～(c)は、本実施の形態に係る離散ウェーブレット変換部2の基本構成とその動作を説明する図である。

【0025】画像入力部1から入力された画像信号はメモリ201に記憶され、処理部202により順次読み出されて変換処理が行われ、再びメモリ201に書きこまれている。

【0026】本実施の形態においては、処理部202における処理の構成を図2(b)に示す。同図において、入力された画像信号は遅延素子204及びダウンサンプラー205の組み合わせにより、偶数アドレスおよび奇数アドレスの信号に分離され、2つのフィルタp及びuによりフィルタ処理が施される。sおよびdは、各々1次元の画像信号に対して1レベルの分解を行った際のローパス(Low-pass)係数及びハイパス(High-pass)係数を表しており、次式により計算されるものとする。

【0027】

(式1)

(式2)

但し、 $x(n)$ は変換対象となる画像信号である。また、上式において $f \text{loor}\{X\}$ は X を超えない最大の整数値を表す。

【0028】以上の処理により、画像入力部1からの画像信号に対する1次元の離散ウェーブレット変換処理が行われる。2次元の離散ウェーブレット変換は、この1次元の離散ウェーブレット変換を画像の水平・垂直方向に対して順次行うものであり、その詳細は公知であるので、ここでは説明を省略する。

【0029】図2(c)は、この2次元の離散ウェーブレット変換処理により得られる2レベルの変換係数群の構成例を示す図であり、画像信号は異なる周波数帯域の係数列 $HH1, HL1, LH1, \dots, LL$ に分解される。なお、以降の説明ではこれらの係数列をサブバンドと呼ぶ。こうして得られた各サブバンド単位で後続の量子化部3に出力される。

【0030】領域指定部11は、符号化対象となる画像内で、周囲部分と比較して高画質で復号化されるべき関心領域 (ROI: Region Of Interesting) を決定し、対象画像を離散ウェーブレット変換した際に、どの係数が関心領域に属しているかを示すマスク情報を生成する。尚、この領域指定部11の詳細については、詳しく後述する。

【0031】図3(a)は、マスク情報を生成する際の原理を説明する図である。

【0032】いま図3(a)の左側に示す様に、関心領域(以下、指定領域)として星型の領域が指定された場合、領域指定部11では、この指定領域を含む画像を離散ウェーブレット変換した際の、各サブバンドに占める部分を計算する。また、このマスク情報の示す領域は、指定領域の境界上の画像信号を復元する際に必要な、周囲の変換係数を含む範囲となっている。また、この図3(a)の左側において雲形で示す部分331が電子透かしに相当する所定パターンである。これは、診断にとって重要である関心領域に重ならない位置に配置される。この所定パターンは図形等の任意のパターンでも良いが、医療画像の場合には、患者情報をビットパターンに変化して繰り返し挿入することも考えられる(図7参照)。又患者情報を挿入することにより、医療画像と患者との対応付けが明確となり、事故又は故意により、画像ヘッダ中の患者情報が損なわれ、又は改竄された際にも、真の患者を特定できる効果がある。このように挿入された電子透かしの所定パターンは、マスク情報に反映される必要はない。

【0033】このように計算されたマスク情報の例を図3(a)の右側に示す。この例においては、図3(a)の左側の画像に対し2レベルの離散ウェーブレット変換を施した際のマスク情報が図のように計算される。この図において、星型の部分330が指定領域であり、この指定領域内のマスク情報のビットが“1”、それ以外の

マスク情報のビットは“0”となっている。これらマスク情報全体は、2次元離散ウェーブレット変換による変換係数の構成と同じであるため、マスク情報内のビットを検査することにより、対応する位置の係数が、その指定領域に属しているかどうかを識別することができる。このように生成されたマスク情報は量子化部3に出力される。

【0034】更に領域指定部11は、その指定領域に対する画質を指定するパラメータを不図示の入力系から入力する。このパラメータは、指定領域に割り当てる圧縮率を表現する数値、或は画質を表す数値でもよい。この場合、割り当てる圧縮率は、撮影画像の部位情報により決定することも可能である。この撮影部位情報とは、例えばX線画像の場合、胸部正面画像、頭部側面画像といった撮影部位と方向を示す情報である。これら情報は、図示されない画像入力部1の操作パネル等により操作者により入力されたり、或は放射線情報システムから、撮影に先立って転送されてもよい。一般的に、胸部画像はソフトティシューを含んでいるので、圧縮率をあまり上げないことが望まれ、また頭部のような骨画像は圧縮率を上げても画像の劣化は著しくない。領域指定部11はこれらパラメータから、指定領域における係数に対するビットシフト量Bを計算し、マスクと共に量子化部3に出力する。

【0035】次に、指定領域(関心領域)を自動的に決定する領域指定部11の構成について詳しく説明する。

【0036】図1に示すように、領域指定部11は、画像縮小部301、照射領域抽出部302、ヒストグラム解析部303、2値化処理部304、モフォロジー処理部305を備えている。画像縮小部301では、(2688×2688)画素の入力画像に対して、(336×336)画素程度の縮小画像を出力する。後に続く処理の演算時間を短くするために、入力画像の画素値を12ビットとし、その12ビットの下位4ビットを削除して8ビットの画像データに縮小変換することも考えられる。

【0037】照射領域抽出部302は、入力画像の全体に対してX線入射領域がどの様に分布するかを抽出する。このX線入射領域は、入力画像の全面に分布している場合もあるが、ある一部にX線が照射される場合(この場合、照射の絞りがあると言う)もある。

【0038】ここではまず最初に、照射の絞りの有無を判定を、図4乃至図6を参照して説明する。

【0039】図4(A)は、入力された画像の一例を示す図である。ここで、もしこの入力画像領域400に照射の絞りがあってX線の未照射部分があるとすれば、その部分は画像の周辺領域にあると考えられる。このため入力画像領域400の周辺領域の画素値の平均値と、入力画像の中心部の平均画素値とを比較する。経験的に周辺の平均画素値が、中央の平均画素値よりも約5%以上

小さい場合には、その画像に照射の絞りがあると判断することができる。図4 (A)において、401はX線照射領域を示し、402は関心領域を示している。

【0040】図4 (B)は、入力画像領域400における周辺領域403と中心領域404の一例を示す図である。

【0041】ここで照射の絞りがある場合は、入力画像領域400の縦方向と横方向のそれぞれに対してプロファイルを何本か抽出する。これら抽出したプロファイルの2次微分値からピーク点を2点抽出する。そして、複数のプロファイルに対して2次微分のピーク値の座標を求め、平均的な線分を求めて照射領域の線分を求めることができる。

【0042】図4 (C)は、プロファイル位置の一例として横プロファイル405、縦プロファイル406の抽出例を示す図である。

【0043】図5 (A)は、2次微分ピーク検出の例を示し、407はプロファイルを、点線408は2次微分をそれぞれ示している。図5 (B)は各プロファイルの検出位置を示しており、それら検出位置を○印で示す。また図5 (C)は、最終的に抽出された照射領域409を示している。

【0044】ヒストグラム解析部303は、照射領域抽出部302で照射領域として抽出された領域に対して画素値の頻度を計算する。ここで、画素値とX線の入力量の対応は、画素値が大きければ入射量が大きいという関係にある。このヒストグラムの分析に基づいて素抜けが存在するか否かを判定する。ここで、素抜けが存在する場合はピークが2個存在するので、それを基に判別することができる。

【0045】一般に腹部、胸部等で照射の絞りがあるにもかかわらず、素抜けがない撮影では、骨とソフトティッシュがそれぞれ存在するにも拘わらず、ピークは1つしか出現しない。これらピークの数を検出する手法は、ヒストグラムを波形と想定してローパスフィルタをかけて、その後に2次微分処理を行い、この2次微分処理の値が経験的に設定された閾値を越える場合にピークがあ

$$q = \text{sign}(c) \text{ floor}(abs(c) / \Delta) \quad (式3)$$

$$\text{sign}(c) = 1; \quad c \geq 0 \quad (式4)$$

$$\text{sign}(c) = -1; \quad c < 0 \quad (式5)$$

ここで、cは量子化対象となる係数である。また、本実施の形態においては、 Δ の値は“1”を含むものとする。この場合は実際に量子化は行われない。

【0052】次に量子化部3は、領域指定部11から入

$$q' = q \times 2^B; \quad m=1 \quad (式6)$$

$$q' = q; \quad m=0 \quad (式7)$$

ここで、mは当該量子化インデックスの位置におけるマスクの値である。以上の処理により、領域指定部11において指定された空間領域に属する量子化インデックスのみがBビットだけ上方にシフトアップされる。

ると判定される。また、稀にピークが検出されなかったり、ピークが3個以上検出される場合がある。ピークが検出されない場合は素抜けはないと判定し、また3個以上検出される場合は大きいほうから2個を選択して、画素値が大きいピークを素抜けと判定する。

【0046】図6は、照射領域(関心領域)409のヒストグラム、及び検出された素抜け領域のピーク601を示す図である。ここで、素抜けがあると判断された場合は、その素抜けのピーク値SPを利用して、2値化処理部304により2値化処理を行う。また、ピーク値SP以上を素抜け、それ以下を撮影対象領域と判定する。

【0047】次に、2値化処理部304によって、孤立点が存在する可能性、或いは素抜け領域が残ってしまう可能性があるため、モフォロジー処理部305でフィルタ処理を行う。この孤立点の除去と残存素抜け領域の除去のためにエロージョンを3から5画素程度行う。その後にラベリング処理を行い、一つの連続領域に限定する。この状態で、一つの連続領域に穴があいている可能性があるので、クローリング処理を行って穴を埋める。その出力結果が、照射領域409から素抜け領域を削除した関心領域となる。以後の説明において、便宜的に関心領域が図3 (a)で示した星型330であるとする。

【0048】図7 (A)は、入力したX線画像の関心領域402以外の部分に患者IDと患者名とをビットマップ化したパターンを挿入した例を示す。図7 (A)では、そのX線画像の背景領域に顕著に見えるように示されているが、実際には素抜け部分に素抜けレベルに近い値で挿入されている。

【0049】尚、以後の説明において、便宜的に関心領域330が図3 (a)で示した星型330であり、電子透かしパターン331は雲形として説明する。

【0050】量子化部3は、入力した係数を所定の量子化ステップにより量子化し、その量子化値に対するインデックスを出力する。ここで、量子化は次式により行われる。

【0051】

力したマスク及びシフト量Bに基づき、次式により量子化インデックスを変更する。

【0053】

$$(式6)$$

$$(式7)$$

【0054】図3 (b)及び(c)は、このシフトアップによる量子化インデックスの変化を説明する図である。図3 (b)において、3つのサブバンドに各々3個の量子化インデックスが存在しており、網がけされた量

子化インデックスにおけるマスクの値が“1”でシフト数Bが“2”的場合、シフト後の量子化インデックスは図3(c)に示すようになる。

【0055】また、雲形で示した電子透かしパターン331は、図3(c)において、薄いグレーのビット332で示すように最下位ビットに挿入される。このように変更された量子化インデックスは後続のエントロピ符号化部4に出力される。

【0056】また、照射領域に内部に素抜け領域が存在しない場合には、二つの対応が考えられる。一つは図8に示すようにサブバンドHH1の最下位ビットに電子透かしパターン331を埋め込む方法である。こうすることによって、復号化時に最も影響のないレベルで、透かしを挿入することができる。この場合は、関心領域が特に設定されない状態、即ち、照射領域の全域が関心領域とも考えることができる。

【0057】二つ目の方法は、図7(B)に示すように、照射領域409の周辺領域に電子透かし用の枠(Foreground)410を設ける方法である(但し、この例では、素抜け領域がある画像を使用して説明している)。

$$S = \text{ceil}(\log_2(a \cdot b \cdot s))$$

ここでceil(x)はx以上の整数の中で最も小さい整数値を表す。

【0062】図9において、最大の係数値は“13”であるので、これを表わすビット数Sは“4”であり、一ケンス中の16個の量子化インデックスは図9の右側に示すように4つのビットプレーンを単位として処理が行われる。最初にエントロピ符号化部4は、最上位ビットプレーン(同図MSBで表す)の各ビットを2値算術符号化し、ビットストリームとして出力する。次にビットプレーンを1レベル下げ、以下同様に、対象ビットプレーンが最下位ビットプレーン(同図LSBで表す)に至るまで、ビットプレーン内の各ビットを符号化して符号出力部5に出力する。この時、各量子化インデックスの符号は、ビットプレーン走査において最初の非0ビットが検出されると、そのすぐ後に当該量子化インデックスの符号がエントロピ符号化される。

【0063】このエントロピ符号化には、空間スケーラブル方式とSNRスケーラブルの2つの方法がある。空間スケーラブル方式とは、転送し展開される際に分解能の低い画像から高い画像に画質を向上させることができ、SNRスケーラブルでは、空間分解能は同じで、画質を向上させながら表示させることができる。

【0064】まず最初に空間スケーラブルについて説明する。

【0065】図10は、このようにして生成され出力される符号列の構成を表した概略図である。

【0066】図10(a)は符号列の全体の構成を示したもので、MHはメインヘッダ、THi(i=0~n-1)はタイルヘッダ、BSi(i=0~n-1)はビット

これは照射領域(画像領域)409を広げて、その中に関心領域を便宜的に設定したのと同様である。図ではForeground410の濃度は医療画像の場合は黒或は低輝度になるように選択するのが好ましいが、この例では便宜的に白(高輝度)にして示している。

【0058】このように変更された量子化インデックスは、後続のエントロピ符号化部4に出力される。

【0059】エントロピ符号化部4は、量子化部3から入力した量子化インデックスをビットプレーンに分解し、各ビットプレーン単位に2値算術符号化を行ってコードストリームを出力する。

【0060】図9は、このエントロピ符号化部4の動作を説明する図であり、この例においては4×4の大きさを持つサブバンド内の領域において非0の量子化インデックスが3個存在しており、それぞれ“+13”、“-6”、“+3”的値を有している。エントロピ符号化部4は、この領域を走査して最大値M(この例では“13”)を求める、次式により最大の量子化インデックスを表現するために必要なビット数Sを計算する。

【0061】

(式8)

トストリームを示している。メインヘッダMHは図(b)に示すように、符号化対象となる画像のサイズ(水平および垂直方向の画素数)、画像を複数の矩形領域であるタイルに分割した際のサイズ、各色成分数を表すコンポーネント数、各成分の大きさ、ビット精度を表すコンポーネント情報を備えている。尚、本実施の形態では、画像はタイルに分割されていないので、タイルサイズと画像サイズは同じ値を取り、対象画像がモノクロの多値画像の場合、そのコンポーネント数は“1”である。

【0067】次にタイルヘッダTHの構成を図10(c)に示す。タイルヘッダTHには当該タイルのビットストリーム長とヘッダ長を含めたタイル長及びそのタイルに対する符号化パラメータ、及び指定領域を示すマスク情報と、その領域に属する係数に対するビットシフト数を備えている。尚、符号化パラメータには、離散ウェーブレット変換のレベル、フィルタの種別等が含まれている。

【0068】図10(d)は、本実施の形態におけるビットストリームの構成を示し、同図において、ビットストリームは各サブバンド毎にまとめられ、解像度の小さいサブバンド(LL)を先頭として順次解像度が高くなる順番に配置されている。更に、各サブバンド内は上位ビットプレーン(ビットプレーンS-1)から下位ビットプレーン(ビットプレーン0)に向かってビットプレーンを単位として符号が配列されている。

【0069】このような符号配列とすることにより、後述する図15の様な階層的復号化を行なうことが可能となる。

【0070】次に、SNRスケーラブルについて説明する。

【0071】図11は、SNRスケーラブルの時に生成され出力される符号列の構成を説明する概略図である。

【0072】同図(a)は、符号列の全体の構成を示したものであり、MHはメインヘッダ、TH_i (i=0~n-1)はタイルヘッダ、BS_i (i=0~n-1)はビットストリームである。メインヘッダMHは同図(b)に示すように、符号化対象となる画像のサイズ(水平及び垂直方向の画素数)、画像を複数の矩形領域であるタイルに分割した際のタイルサイズ、各色成分数を表すコンポーネント数、各成分の大きさ、ビット精度を表すコンポーネント情報を備えている。尚、本実施の形態では、画像はタイルに分割されていないので、タイルサイズと画像サイズは同じ値を取り、対象画像がモノクロの多値画像の場合、そのコンポーネント数は“1”である。

【0073】次にタイルヘッダTHの構成を図11(c)に示す。

【0074】このタイルヘッダTHには、そのタイルのビットストリーム長とヘッダ長を含めたタイル長、及びそのタイルに対する符号化パラメータ、及び指定領域を示すマスク情報と、その領域に属する係数に対するビットシフト数を備えている。尚、この符号化パラメータには、離散ウェーブレット変換のレベル、フィルタの種別等が含まれている。

【0075】同図(d)は、本実施の形態におけるビットストリームの構成を示し、ビットストリームはビットプレーンを単位としてまとめられ、上位ビットプレーン(ビットプレーンS-1)から下位ビットプレーン(ビットプレーン0)に向かう形で配置されている。そして各ビットプレーンには、各サブバンドにおける量子化インデックスの、そのビットプレーンを符号化した結果が順次サブバンド単位で配置されている。図において、Sは最大の量子化インデックスを表現するために必要なビット数を示している。このようにして生成された符号列は符号出力部5に出力される。

【0076】このような符号配列とすることにより、後述する図16の様な階層的復号化を行なうことが可能となる。

【0077】上述した本実施の形態において、符号化対象となる画像全体の圧縮率は量子化ステップ△を変更することにより制御することが可能である。

【0078】また別の方法として本実施の形態では、エントロピ符号化部4において符号化するビットプレーンの下位ビットを必要な圧縮率に応じて制限(廃棄)することも可能である。この場合には、全てのビットプレーンは符号化されず、上位ビットプレーンから所望の圧縮率に応じた数のビットプレーンまでが符号化され、最終的な符号化列に含まれる。

【0079】このように、下位ビットプレーンを制限する機能を採用することにより、図3に示した指定領域に相当するビットのみが多く符号列に含まれることになる。即ち、この指定領域のみを低圧縮率で圧縮することにより、高画質な画像として符号化することが可能となる。

【0080】図17は、本実施の形態に係る画像符号化装置における符号化処理及び電子透かしの埋め込み処理を示すフローチャートである。

【0081】まずステップS1で、画像入力部1から入力されたX線画像の中から、領域指定部11における照射領域抽出部302によりX線画像の照射野領域を検出する。次にステップS2に進み、ヒストグラム部303による解析に基づいて、その照射野領域に素抜き領域があるかどうかを調べる。あるときはステップS3に進み、その素抜き領域に電子透かしを埋め込む。次にステップS4に進み、その画像に対して離散ウェーブレット変換を実行し、その変換した係数を、ステップS5で量子化する。そしてステップS6でその量子化結果をエントロピ符号化する。

【0082】一方ステップS2で、その照射野領域に素抜き領域がない場合はステップS7に進み、その照射野領域の周辺領域に電子透かしを埋め込むかどうかを判断する。そうであればステップS8に進み、その照射野領域を拡張し、その拡張させた周辺領域に電子透かしを埋め込み(図7(B)参照)、その埋め込んだ画像に対して離散ウェーブレット変換する(S4)。そしてステップS5に進み、その変換係数を量子化し、ステップS6でエントロピ符号化する。

【0083】またステップS7で周辺領域に埋め込まない場合はステップS9に進み、入力された画像を離散ウェーブレット変換し、その変換結果であるサブバンドHH1に電子透かしを埋め込む(図8参照)。そしてステップS5に進み、その変換係数を量子化し、ステップS6でエントロピ符号化する。こうして符号化された符号列が符号出力部5から出力される。

【0084】次に、以上説明した画像符号化装置により符号化されたビットストリームを復号化する方法について説明する。

【0085】図12は本実施の形態に係る画像復号化装置の構成を表すブロック図で、6は符号入力部、7はエントロピ復号化部、8は逆量子化部、9は逆離散ウェーブレット変換部、10は画像出力部である。

【0086】符号入力部6は、例えば上述の符号化装置により符号化された符号列を入力し、それに含まれるヘッダを解析して後続の処理に必要なパラメータを抽出し、必要な場合は処理の流れを制御し、或は後続の処理ユニットに対して該当するパラメータを送出する。また、入力した符号列に含まれるビットストリームは、エントロピ復号化部7に出力される。

【0087】このエントロピ復号化部7は、ビットストリームをビットプレーン単位で復号化して出力する。この時の復号化手順を図13に示す。

【0088】図13の左側は、復号化の対象となるサブバンドの一領域をビットプレーン単位で順次復号化し、最終的に量子化インデックスを復元する流れを示したものであり、同図の矢印の順にビットプレーンが復号化される。こうして復元された量子化インデックスは逆量子化部8に出力される。

【0089】逆量子化部8は、入力した量子化インデックスから、次式に基づいて離散ウェーブレット変換係数を復元する。

【0090】

$$c' = \Delta \times q / 2^m U; q \neq 0 \quad (式9)$$

$$c' = 0; q = 0 \quad (式10)$$

$$U = B; m = 1 \quad (式11)$$

$$U = 0; m = 0 \quad (式12)$$

ここで、 q は量子化インデックス、 Δ は量子化ステップであり、 Δ は符号化時に用いられたものと同じ値である。また、 B はタイルヘッダから読み出されたビットシフト数、 m は当該量子化インデックスの位置におけるマ

$$x'(2n) = s'(n) - \text{floor}((d'(n-1) + d'(n)) / 4) \quad (式13)$$

$$x'(2n+1) = d'(n) + \text{floor}((x'(2n) + x'(2n+2)) / 2) \quad (式14)$$

ここで、(式1)、(式2)及び(式13)、(式14)による順方向及び逆方向の離散ウェーブレット変換は、完全再構成条件を満たしているため、本実施の形態において量子化ステップ Δ が“1”であり、ビットプレーン復号化において全てのビットプレーンが復号されていれば、その復元された画像信号 x' は原画像の信号 x と一致する。

【0095】以上の処理により画像が復元されて画像出力部10に出力される。尚、ここで画像出力部10はモニタ等の画像表示装置であってもよいし、或は磁気ディスク等の記憶装置であってもよい。

【0096】次に、空間スケーラブルで符号化した場合の画像に関して説明する。

【0097】以上述べた手順により画像を復元して表示した際の、画像の表示形態について図15を用いて説明する。

【0098】同図(a)は符号列の例を示した図であり、基本的な構成は図10に基づいている。ここでは画像全体をタイルと設定しており、従って符号列中には唯一つのタイルヘッダ(TH0)及びビットストリーム(BS0)が含まれている。このビットストリーム(BS0)には図に示すように、最も低い解像度に対応するサブバンドであるLから順次解像度が高くなる順に符号が配置されており、更に各サブバンド内は、上位ビットプレーン(ビットプレーンS-1)から下位ビットプレーン(ビットプレーン0)に向かって、符号が配置されている。

スクの値である。 c' は復元された変換係数であり、符号化時では、 s 又は d で表される係数を復元したものである。また変換係数 c' は、後続の逆離散ウェーブレット変換部9に出力される。

【0099】図14は、逆離散ウェーブレット変換部9の構成及びその処理のブロック図を示したものである。

【0100】同図(a)において、入力された変換係数はメモリ901に記憶される。処理部902は1次元の逆離散ウェーブレット変換を行い、メモリ901から順次変換係数を読み出して処理を行うことにより、2次元の逆離散ウェーブレット変換は、上述した順離散ウェーブレット変換の逆の手順により実行されるが、その詳細は公知であるので説明を省略する。

【0101】また同図(b)は処理部902の処理ブロックを示したもので、入力された変換係数は、 u および p の2つのフィルタ処理が施され、アップサンプリングアラートによりアップサンプリングされた後に重ね合わせて画像信号 x' が输出される。これらの処理は次式により行われる。

【0102】

【0099】復号化装置はこのビットストリームを順次読みこみ、各ビットプレーンに対応する符号を復号した時点で画像を表示する。同図(b)は各サブバンドと、それに対応して表示される画像の大きさと、各サブバンドの符号列を復号するのに伴う再生画像の変化を示した図である。同図において、L Lに相当する符号列が順次読み出され、各ビットプレーンの復号処理が進むに従って画質が徐々に改善されている。この時、符号化時に指定領域(関心領域)となった星型330の部分は、その他の部分よりもより高画質に復元される。

【0100】これは符号化時に量子化部3において、指定領域に属する量子化インデックスをシフトアップしており、そのためビットプレーン復号化の際に、その量子化インデックスがその他の部分に対し、より早い時点で復号化されるためである。このように指定領域部分が高画質に復号化されるのは、その他の解像度についても同様である。

【0101】更に、全てのビットプレーンを復号化した時点では、指定領域とその他の部分は画質的に同一であるが、途中の段階で復号化を打ち切った場合は、その指定領域部分がその他の領域よりも高画質に復元された画像が得られる。尚、復号化の途中で表示を打ち切った場合は、電子透かしパターンは復号化されない。

【0102】また、変形例としてサブバンドHH1にのみ電子透かしを挿入した場合は、最高の分解能で表示を行っている場合にのみ、電子透かしを認めることができる。この場合であっても、復号化の途中で復号化処理を

打ち切れば、電子透かしは表示されない。

【0103】次にSNRスケーラブルで符号化した場合の展開について説明する。

【0104】以上述べた手順により画像を復元表示した際の、画像の表示形態について図16を用いて説明する。

【0105】同図(a)は符号列の例を示したものであり、基本的な構成は図11に基づいているが、ここでは画像全体をタイルと設定しており、従って符号列中には唯1つのタイルヘッダ(TH0)及びビットストリーム(BS0)が含まれている。このビットストリームBS0には図に示すように、最も上位のビットプレーン(ビットS-1)から、下位のビットプレーン(ビット0)に向かって符号が配置されている。

【0106】復号化装置は、このビットストリームを順次読みこみ、各ビットプレーンの符号を復号した時点で画像を表示する。同図(b)において、ビットS-1からビットS-2, …, ビット0というように、各ビットプレーンの復号処理が進むに従って画質が徐々に改善されているが、符号化時に指定領域となった星型の部分330はその他の部分よりもより高画質に復元される。また、最高画質で表示されたときのみ電子透かし331を見ることが出来る。

【0107】これは上述したように、符号化装置により符号化する際、量子化部3において、指定領域に属する量子化インデックスをシフトアップしているため、ビットプレーン復号化の際に、その量子化インデックスがその他の部分に対して、より早い時点で復号化されるためである。

【0108】更に、全てのビットプレーンを復号化した時点では指定領域330とその他の部分は画質的に同一であるが、途中段階で復号化を打ち切った場合は、指定領域の部分330がその他の領域よりも高画質に復元された画像が得られる。電子透かし331も同様に復号化を途中で打ち切った場合は表示されない。

【0109】上述した実施の形態において、エントロピ復号化部7において復号する下位ビットプレーンを制限(無視)することにより、受信或いは処理する符号化データ量を減少させ、結果的に圧縮率を制御することが可能である。この様にすることにより、必要なデータ量の符号化データのみから所望の画質の復号画像を得ることが可能である。また、符号化時の量子化ステップ△が“1”であり、復号時に全てのビットプレーンが復号された場合は、その復元された画像が原画像と一致する可逆符号化・復号化を実現することもできる。

【0110】また上記下位ビットプレーンを制限する機能を利用すると、復号対象となる符号列には、図3に示した関心領域に相当するビットのみが他領域より多く含まれていることから、結果的に、その指定領域330だけを、低圧縮率でかつ高画質な画像として符号化した画

像データを復号したのと同様の効果を奏することができる。

【0111】以上、離散ウェーブレットを使用した符号化について一般化して説明したが、本実施の形態では、照射領域を検出し、更に、その照射領域から素抜け領域を除いた部分を関心領域(指定領域)として高品位に圧縮(或は可逆的に圧縮)することを特徴としている。

【0112】なお本発明は、複数の機器(例えばホストコンピュータ、インターフェース機器、リーダ、プリンタなど)から構成されるシステムに適用しても、一つの機器からなる装置(例えば、複写機、ファクシミリ装置など)に適用してもよい。

【0113】また、本発明の目的は、前述した実施形態の機能を実現するソフトウェアのプログラムコードを記録した記憶媒体(または記録媒体)を、システム或は装置に供給し、そのシステム或は装置のコンピュータ(またはCPUやMPU)が記憶媒体に格納されたプログラムコードを読み出し実行することによっても達成される。

【0114】この場合、記憶媒体から読み出されたプログラムコード自体が前述した実施形態の機能を実現することになり、そのプログラムコードを記憶した記憶媒体は本発明を構成することになる。また、コンピュータが読み出したプログラムコードを実行することにより、前述した実施形態の機能が実現されるだけでなく、そのプログラムコードの指示に基づき、コンピュータ上で稼働しているオペレーティングシステム(OS)などが実際の処理の一部または全部を行い、その処理によって前述した実施形態の機能が実現される場合も含まれる。

【0115】さらに、記憶媒体から読み出されたプログラムコードが、コンピュータに挿入された機能拡張カードやコンピュータに接続された機能拡張ユニットに備わるメモリに書込まれた後、そのプログラムコードの指示に基づき、その機能拡張カードや機能拡張ユニットに備わるCPUなどが実際の処理の一部または全部を行い、その処理によって前述した実施形態の機能が実現される場合も含まれる。

【0116】以上説明したように本実施の形態によれば、X線画像の照射領域内の素抜け領域に電子透かしパターンを挿入することにより、その透かしが診断画像に影響を与えることはない。

【0117】また、その照射領域に素抜け領域がない場合であっても、その照射野領域の周辺に、或は高周波数のサブバンドに透かしパターンを挿入することにより、電子透かしを埋め込むことができる。

【0118】また、高周波数のサブバンドに埋め込んだ場合には、復号化処理を途中で打ち切って表示するようすれば、その埋め込まれた電子透かしパターンを表示させないようにすることができる。

【0119】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、X

線画像に含まれる素抜け領域を検出し、その領域に電子透かしに相当する所定パターンを挿入することにより、X線画像の重要な部分を変更することなく、その画像に所定パターンを挿入することができる。

【0120】また本発明によれば、X線画像が素抜け領域を含まない場合には、その照射野領域の周辺或は、そのX線画像を離散ウェーブレット変換した最高周波数成分に所定をパターンを挿入することにより、X線画像の重要な部分を変更することなく電子透かしとなる所定パターンを挿入できるという効果がある。

【0121】又本発明によれば、患者情報を挿入することにより、医療画像と患者との対応付けが明確となり、事故又は故意により、画像ヘッダ中の患者情報が損なわれ、又は改竄された際にも、真の患者を特定できる効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態に係る画像符号化装置の構成を示すブロック図である。

【図2】本実施の形態に係るウェーブレット変換部の構成及びその変換により得られるサブバンドを説明する図である。

【図3】画像中の関心領域（指定領域）の変換と、その領域の画像データのビットシフトを説明する図である。

【図4】本実施の形態に係るX線画像の照射領域における関心領域の抽出例を説明する図である。

【図5】本実施の形態に係るX線画像の照射領域における関心領域の抽出例を説明する図である。

【図6】本実施の形態に係るX線画像の照射領域における関心領域の抽出例を説明する図である。

る関心領域の抽出例を説明する図である。

【図7】本実施の形態における電子透かしの埋め込み例を説明する図である。

【図8】本実施の形態における電子透かしとサブバンドへの組込み例を説明する図である。

【図9】本実施の形態におけるエントロピ符号化部の動作を説明する図である。

【図10】空間スケーラビリティにより生成され出力される符号列の構成を表した概略図である。

【図11】S N Rスケーラブルの時に生成され出力される符号列の構成を説明する概略図である。

【図12】本実施の形態に係る画像復号化装置の構成を表すブロック図である。

【図13】本実施の形態のエントロピ復号化部によるビットプレーンとビットプレーン毎の復号化順を説明する図である。

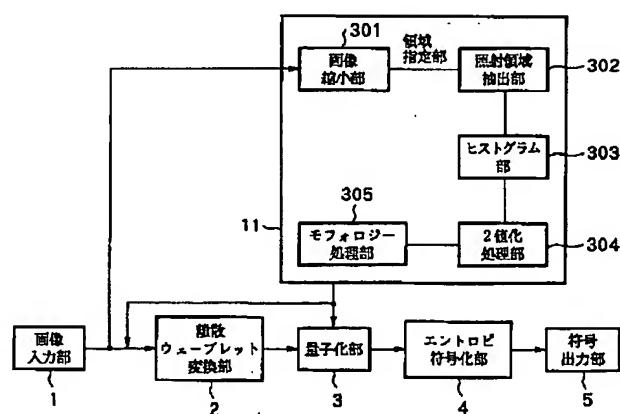
【図14】本実施の形態のウェーブレット復号化部の構成を示すブロック図である。

【図15】空間スケーラビリティの場合の符号列の例と、それを復号する際の、各サブバンドと、それに対応して表示される画像の大きさと、各サブバンドの符号列を復号するのに伴う再生画像の変化を説明する図である。

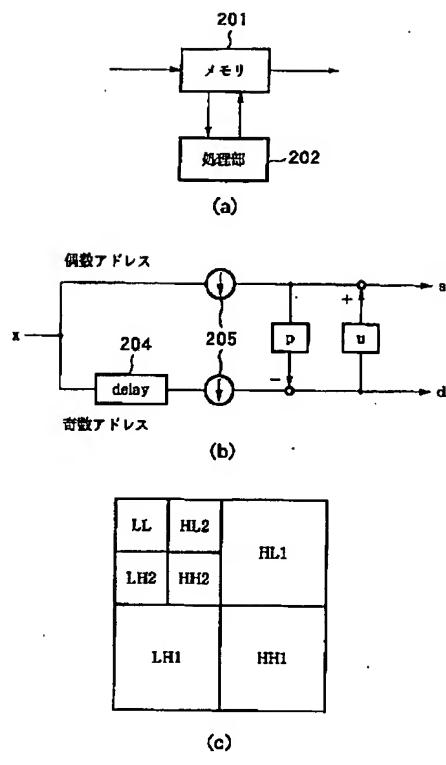
【図16】S N Rスケーラビリティの場合の符号列の例と、その復号化処理を説明する図である。

【図17】本実施の形態の符号化装置における電子透かしの埋め込み処理を説明するフローチャートである。

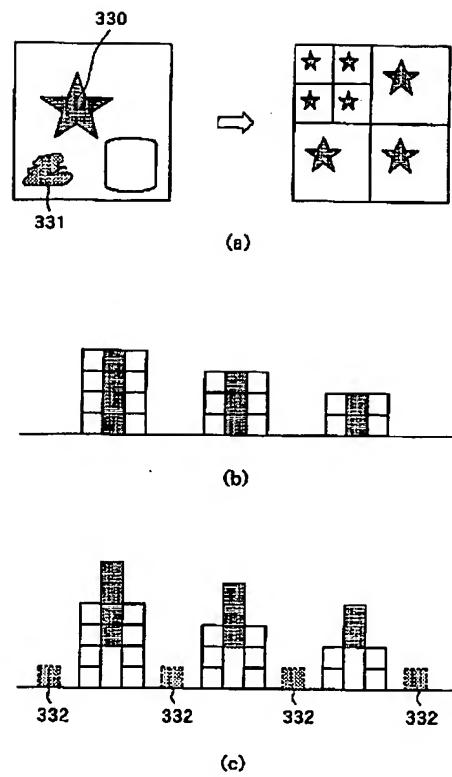
【図1】



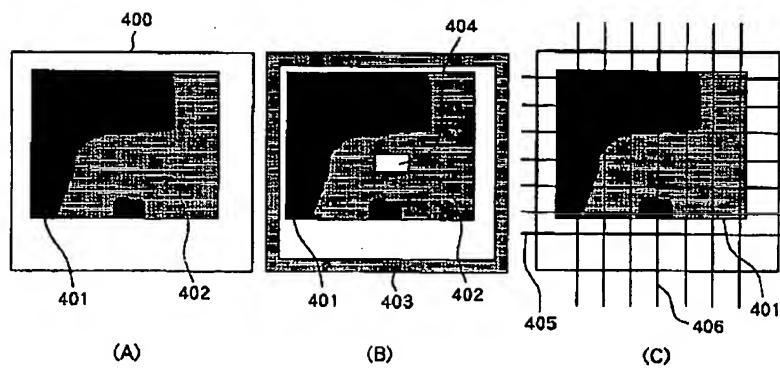
【図2】



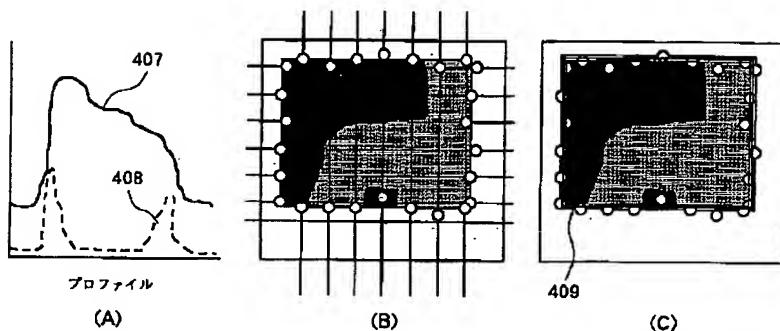
【図3】



【図4】

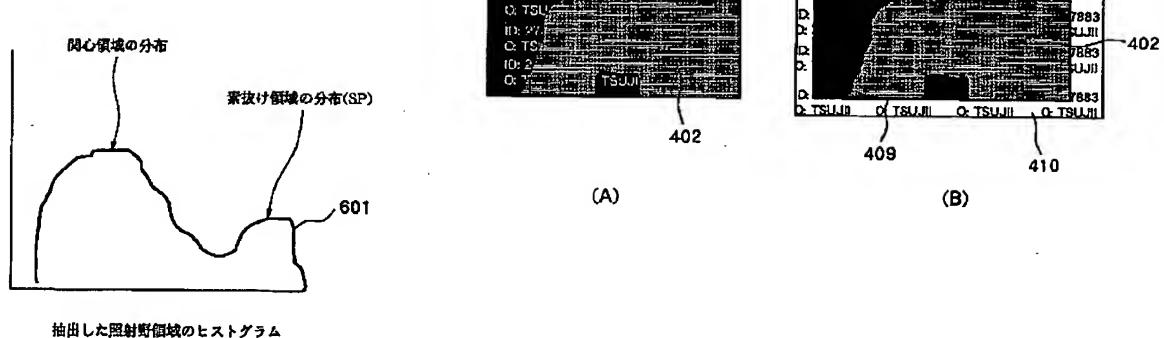


【図5】

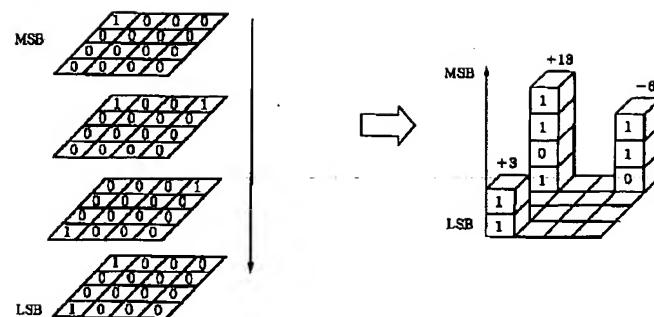


【図6】

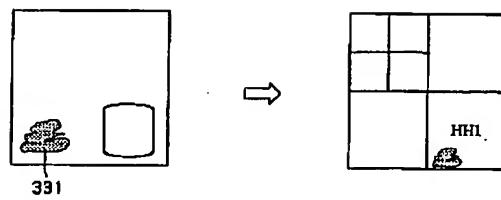
【図7】



【図13】

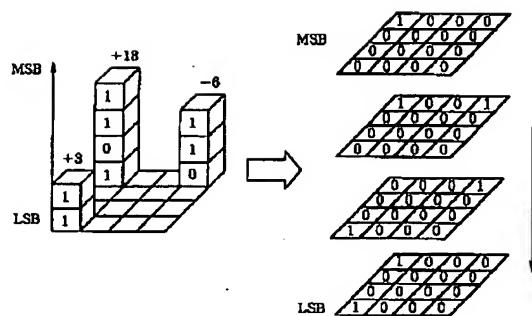


【図 8】

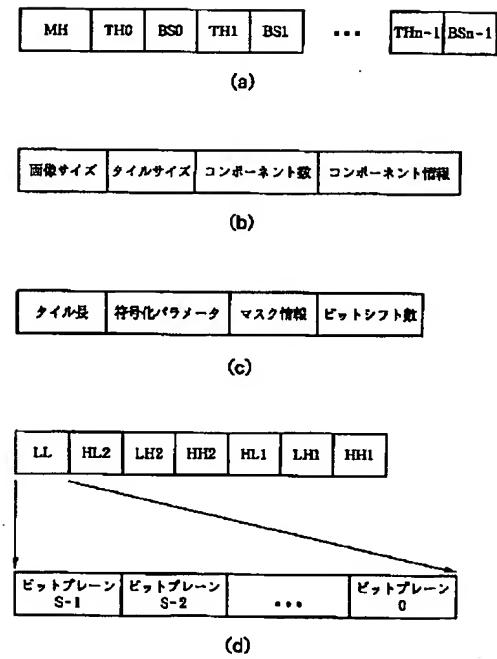


331

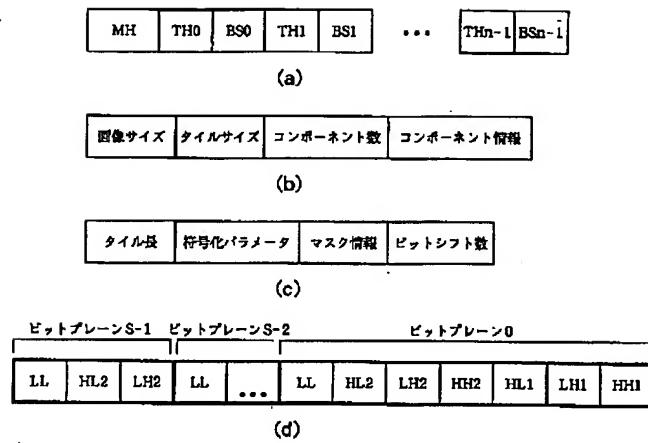
【図 9】



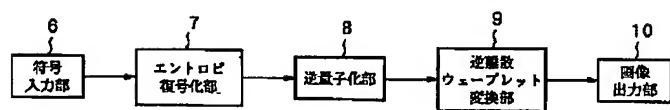
【図 10】



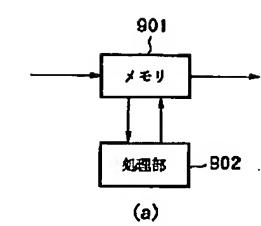
【図 1 1】



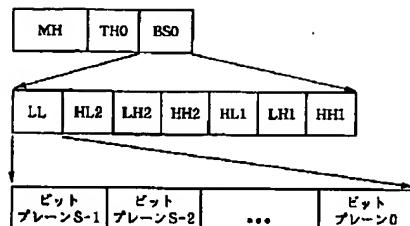
【図 1 2】



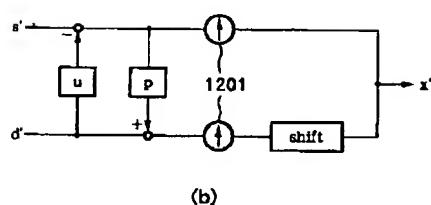
【図14】



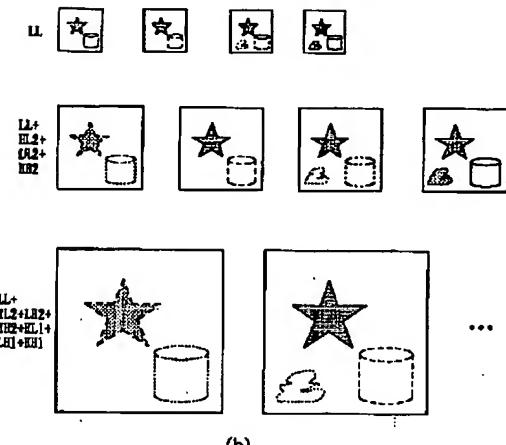
【图15】



(a)

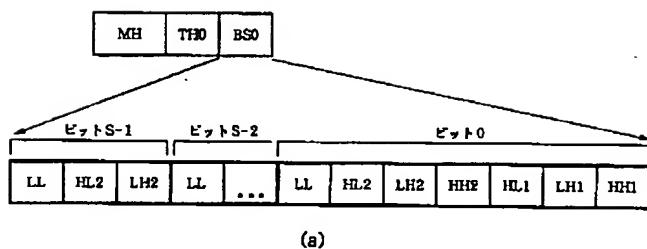


(b)

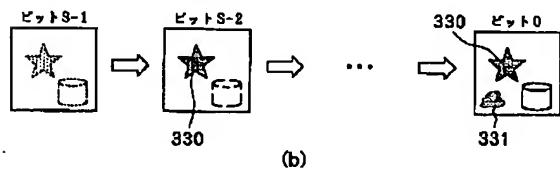


(b)

【図16】

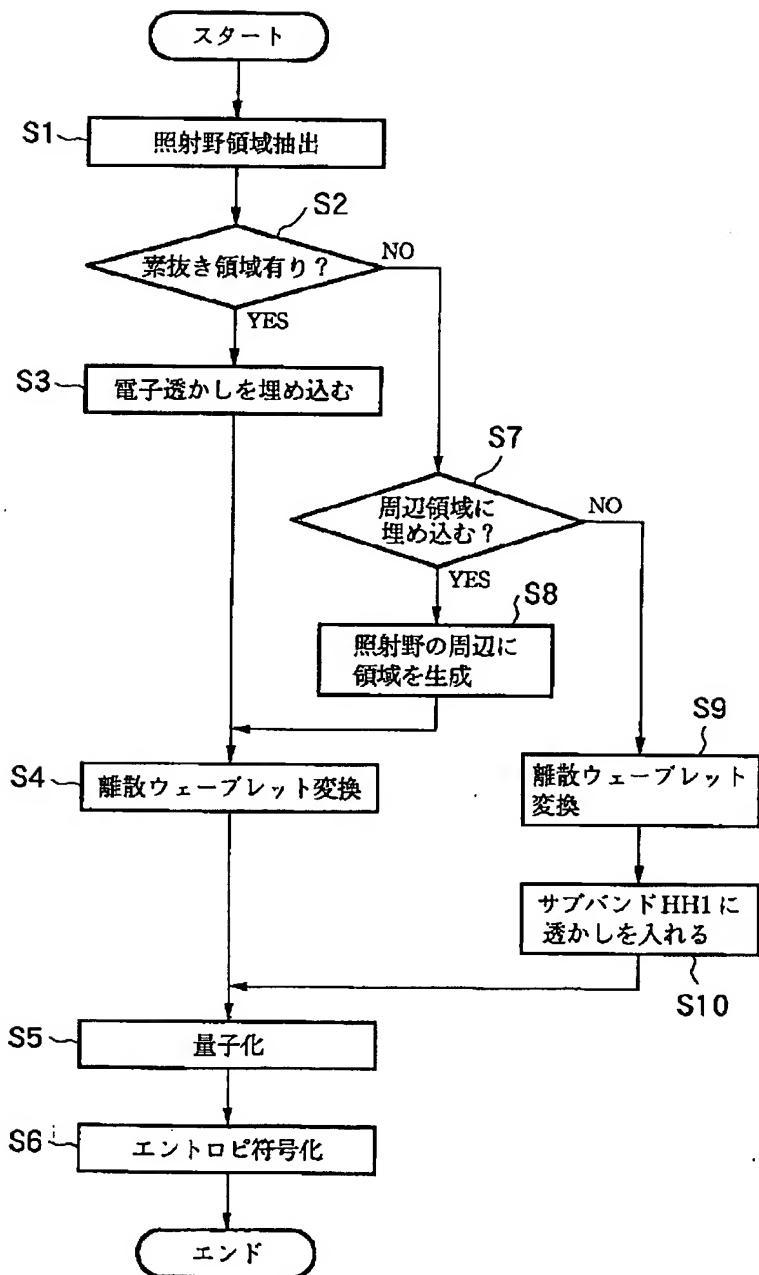


(a)



(b)

【図17】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C093 AA26 CA21 FD01 FD03 FD04
FD05 FD09 FF09 FF13 FF16
5B057 AA08 BA03 CA02 CA08 CA12
CA16 CB02 CB08 CB12 CB16
CE08 CG07 DA08 DB02 DB09
DC23
5C076 AA14 BA06
5C078 AA04 BA57 CA47 DA01 DA02

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- BLACK BORDERS**
- IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- FADED TEXT OR DRAWING**
- BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- SKEWED/SLANTED IMAGES**
- COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- GRAY SCALE DOCUMENTS**
- LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.